

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE



別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2001年 6月20日

出 願 番 号

Application Number:

特願2001-186222

出 願 人

Applicant(s):

日本コーリン株式会社

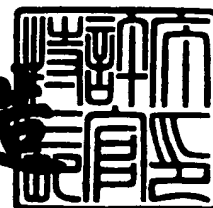
L. Parks
3-22-02
#3/Priority
Paper

CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT

2001年 8月17日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Japan Patent Office

及 川 耕 造



出証番号 出証特2001-3073425

【書類名】 特許願

【整理番号】 NP200108

【あて先】 特許庁長官殿

【発明者】

 【住所又は居所】 愛知県小牧市林 2 0 0 7 番 1 日本コーリン株式会社内

 【氏名】 成松 清幸

【発明者】

 【住所又は居所】 愛知県小牧市林 2 0 0 7 番 1 日本コーリン株式会社内

 【氏名】 小椋 敏彦

【特許出願人】

 【識別番号】 390014362

 【氏名又は名称】 日本コーリン株式会社

【代理人】

 【識別番号】 100085361

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 池田 治幸

【手数料の表示】

 【予納台帳番号】 007331

 【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

 【物件名】 明細書 1

 【物件名】 図面 1

 【物件名】 要約書 1

 【包括委任状番号】 9715260

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 心音検出装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被測定者の心音信号の特徴を表す心音特徴情報を記憶した記憶装置と、

前記被測定者の胸部から離れた所定部位に装着され、心音信号を含む生体信号を検出して出力する心音センサと、

前記記憶装置に記憶された心音特徴情報に基づいて、前記生体信号に含まれる心音成分を決定する心音決定手段と

を含むことを特徴とする心音検出装置。

【請求項 2】 前記心音特徴情報は、予め前記被測定者の胸部で測定した心音信号を周波数解析して決定される該心音信号の有する周波数帯域（以下、心音周波数帯域という）であり、

前記心音決定手段は、前記生体信号から前記記憶装置に記憶された心音周波数帯域の信号を抽出するものであることを特徴とする請求項 1 に記載の心音検出装置。

【請求項 3】 前記心音特徴情報は、予め前記被測定者の胸部で測定した心音信号の所定区間の信号であり、

前記心音決定手段は、前記心音センサによって検出された生体信号から、前記記憶装置に記憶された所定区間の心音信号と最も形状が一致する区間の生体信号を心音信号に決定するものであることを特徴とする請求項 1 に記載の心音検出装置。

【請求項 4】 前記心音特徴情報は、予め前記被測定者の胸部で測定した心音信号が時間および周波数について解析され、該解析によって得られた時間周波数解析波形に基づいて決定された所定区間の心音成分の波形であり、

前記心音決定手段は、前記心音センサによって検出された生体信号から、前記記憶装置に記憶された所定区間の心音成分の波形と最も形状が一致する区間の生体信号を心音信号に決定するものであることを特徴とする請求項 1 に記載の心音検出装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は心音検出装置に関し、特に、心音信号を含む生体信号から心音信号を抽出或いは決定することにより心音を検出する心音検出装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

心音は心疾患を診断するために測定されるほか、脈波と組み合わせて生体内を脈波が伝播する速度すなわち脈波伝播速度を算出するために測定されることがある。また、脈波伝播速度は動脈硬化を反映し、動脈硬化は高血圧症と直接関連するので、脈波伝播速度は、血圧のように、家庭において日常的な健康チェックとして測定されることが望まれる。

【0003】

一般的に、心音は心音マイクロホンによって検出され、心音マイクロホンは、通常、心臓の直上部など胸部の所定部位の表皮上に直接装着される。胸部に装着された心音マイクロホンによって検出される心音信号は信号雑音比（S/N比）が大きいことから、規格によって定められた所定のフィルタを通過した心音信号は、そのまま診断や脈波伝播速度算出のための基準点の決定などに使用できる。

【0004】

しかし、心音マイクロホンによって心音を測定するには、着衣を脱ぐなどして胸部を露出させる必要があるので、心音の測定は比較的面倒である。特に、家庭で日常的に脈波伝播速度を測定するには、より簡便に心音を測定することが望まれる。

【0005】

そこで、心音が胸部から離れた部位まで伝播することに着目して、胸部から離れた部位で心音を検出する心音検出装置が提案されている。たとえば、本出願人が先に出願した特願2001-030879に記載した心音検出装置がそれである。上記出願では、上腕部に圧脈波センサを装着し、その圧脈波センサによって

検出される圧脈波信号から心音成分を抽出している。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、胸部から離れた部位では、検出される生体信号に含まれる心音信号の強度は小さく、検出部位で発生する生体音、外来ノイズ、アーチファクト等の他の信号の強度が大きいので、規格によって定められた従来のフィルタを通過した信号では、診断や脈波伝播速度算出のための基準点の決定などに使用できない場合が多い。

【0007】

本発明は以上の事情を背景として為されたものであって、その目的とするところは、全体の信号強度に対して心音信号の強度が小さい場合であっても、精度のよい心音信号を決定することができる心音検出装置を提供することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】

本発明者は、上記目的を達成するために種々検討を重ねた結果、以下の知見を見いだした。通常は、心音マイクロホンによって検出される心音信号は、比較的帯域の広いフィルタを通過させられる。比較的帯域の広いフィルタが用いられるのは、心音信号は個体差が大きく、個人によってその心音の周波数帯域や波形の形状が大きく異なるからである。そこで、予め個人毎に、心音信号の有する周波数帯域や心音波形の形状などを心音特徴情報として決定し、その心音特徴情報に基づいて実際に検出される生体信号から心音成分を決定すれば、全体の信号強度に対して心音信号の強度が小さい場合であっても精度のよい心音信号を決定することができることを見いだした。本発明は、係る知見に基づいて成されたものである。

【0009】

すなわち、前記目的を達成するための請求項1に記載の発明は、(a)被測定者の心音信号の特徴を表す心音特徴情報を記憶した記憶装置と、(b)前記被測定者の胸部から離れた所定部位に装着され、心音信号を含む生体信号を検出して出力する心音センサと、(c)前記記憶装置に記憶された心音特徴情報に基づいて、前

記生体信号に含まれる心音成分を決定する心音決定手段とを含むことを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

【発明の効果】

この発明によれば、記憶装置には、被測定者の心音信号に固有の心音特徴情報が記憶され、心音決定手段により、その被測定者の心音信号に固有の心音特徴情報に基づいて、心音センサによって検出された生体信号から心音成分が決定されるので、全体の信号強度に対して心音信号の強度が小さい場合であっても精度よく心音信号が決定できる。

【 0 0 1 1 】

また、前記目的を達成するための請求項 2 に係る発明は、前記心音特徴情報は、予め前記被測定者の胸部で測定した心音信号を周波数解析して決定されるその心音信号の有する周波数帯域（以下、心音周波数帯域という）であり、前記心音決定手段は、前記生体信号から前記記憶装置に記憶された心音周波数帯域の信号を抽出するものであることを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

この発明によれば、記憶装置には、予め被測定者の胸部で測定された心音信号に基づいて決定された被測定者に固有の心音周波数帯域が記憶され、心音決定手段により、心音センサによって検出された生体信号から上記心音周波数帯域の成分が抽出されるので、全体の信号強度に対して心音信号の強度が小さい場合であっても精度のよい心音信号が抽出できる。

【 0 0 1 3 】

また、前記目的を達成するための請求項 3 に係る発明は、前記心音特徴情報は、予め前記被測定者の胸部で測定した心音信号の所定区間の信号であり、前記心音決定手段は、前記心音センサによって検出された生体信号から、前記記憶装置に記憶された所定区間の心音信号と最も形状が一致する区間の生体信号を心音信号に決定するものであることを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

この発明によれば、記憶装置に心音特徴情報として記憶されている心音信号の

所定区間は、予め被測定者の胸部で測定されているので、信号雑音比が大きく且つ被測定者に固有の信号である。心音決定手段では、心音センサによって検出された生体信号から、その所定区間の信号と最も形状が一致する区間の生体信号が心音信号に決定されるので、生体信号に含まれる心音信号の強度が小さくてもその生体信号から精度のよい心音信号を決定することができる。

【 0 0 1 5 】

また、前記目的を達成するための請求項 4 に係る発明は、前記心音特徴情報は、予め前記被測定者の胸部で測定した心音信号が時間および周波数について解析され、その解析によって得られた時間周波数解析波形に基づいて決定された所定区間の心音成分の波形であり、前記心音決定手段は、前記心音センサによって検出された生体信号から、前記記憶装置に記憶された所定区間の心音成分の波形と最も形状が一致する区間の生体信号を心音信号に決定するものであることを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

この発明によれば、記憶装置には、予め被測定者の胸部で測定された被測定者の心音信号に含まれる所定区間の心音成分が記憶され、心音決定手段により、生体信号のうちその所定区間の心音成分の波形と最も形状が一致する区間が心音信号として決定されることから、生体信号からより精度のよい心音信号を決定することができる。

【 0 0 1 7 】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を図面に基づいて詳細に説明する。図 1 は、本発明が適用され、心音検出装置の機能を備えた脈波伝播速度測定装置 1 0 の構成を示すブロック図である。なお、この脈波伝播速度測定装置 1 0 は、血圧測定機能も備えている。

【 0 0 1 8 】

図において、12 はカフであって、たとえば患者の右腕の上腕部 14 に巻回される。上記カフ 12 は、そのカフ 12 の展開図である図 2 に示すように、帯状の腕帯袋 16 によって全体が覆われている。この腕帯袋 16 は、伸展性がなく且つ

比較的剛性の高い布製であり、長手方向長さは上腕の血圧測定に用いられる一般的なカフと同じ長さであり、幅方向長さは上記一般的なカフよりも後述する小カフ 2 0 の幅方向長さ分だけ長くされている。

【 0 0 1 9 】

腕帯袋 1 6 の内部には、長手方向が上腕部 1 4 の周囲長と略同程度の長さ（たとえば 2 4 cm）とされた大カフ 1 8 および小カフ 2 0 が設けられている。これら大カフ 1 8 および小カフ 2 0 は、ゴム製の袋である。大カフ 1 8 の幅方向長さは、上腕の血圧測定に用いられる一般的なカフに備えられたゴム囊と同じ大きさとされ、小カフ 2 0 の幅方向長さは、大カフ 1 8 の幅方向長さよりも短く、例えば 2 cm 程度とされている。それら大カフ 1 8 と小カフ 2 0 とは、長手方向の一辺が互いに接するように配置されており、カフ 1 2 が上腕部 1 4 に巻回された状態では小カフ 2 0 はカフ 1 2 の巻き軸方向下端に位置する。また、大カフ 1 8 および小カフ 2 0 は、それらの内部へ空気を導入するための配管 2 2、2 4 とそれぞれ連通させられている。

【 0 0 2 0 】

また、腕帯袋 1 6 には、カフ 1 2 が上腕部 1 4 に巻回されたときに内周面となる側であって、カフ 1 2 が上腕部 1 4 に巻回されたときに小カフ 2 0 によって圧迫される位置に、幅方向長さが小カフ 2 0 と略同じ可撓性基板 2 6 が固設されている。その可撓性基板 2 6 には、4 つの圧脈波センサ 2 8 がカフ 1 2 の長手方向に一直線上に固定されている。また、それら圧脈波センサ 2 8 の間の隙間は比較的狭く、たとえば、0.9mm とされている。なお、この圧脈波センサ 2 8 によって検出される圧脈波信号 SM には、上腕動脈波成分に加えて心音成分が含まれるので、圧脈波センサ 2 8 は心音センサとして機能する。

【 0 0 2 1 】

図 3 は、上記圧脈波センサ 2 8 の平面図である。圧脈波センサ 2 8 の押圧面 3 0 は、単結晶シリコンなどから成る半導体チップによって形成され、カフ 1 2 の長手方向（図 3 の横方向）における長さが、たとえば 1 3 mm 程度とされている。その押圧面 3 0 には、多数の半導体感圧素子（すなわち圧力検出素子）3 2 が一定の間隔でカフ 1 2 の長手方向に一直線上に配列されており、本実施例の圧脈波

センサ 2 8 では、1 5 個の半導体感圧素子 3 2 が 0.2mm 間隔で配列されている。

【 0 0 2 2 】

図 1 に戻って、大カフ 1 8 には、圧力センサ 3 4、排気制御弁 3 6、および空気ポンプ 3 8 が配管 2 2 を介してそれぞれ接続されている。排気制御弁 3 6 は、大カフ 1 8 内への圧力の供給を許容する圧力供給状態、大カフ 1 8 内を徐々に排圧する徐速排圧状態、および大カフ 1 8 内を急速に排圧する急速排圧状態の 3 つの状態に切り換えられるように構成されている。

【 0 0 2 3 】

圧力センサ 3 4 は、大カフ 1 8 内の圧力 PK1 を検出してその圧力 PK1 を表す第 1 圧力信号 SP1 を図示しない増幅器を介してローパスフィルタ 4 0 およびハイパスフィルタ 4 2 へそれぞれ供給する。上記ローパスフィルタ 4 0 は圧力信号 SP1 に含まれる定常的な圧力すなわち大カフ 1 8 の圧迫圧力を表すカフ圧信号 SK を弁別してそのカフ圧信号 SK を A/D 変換器 4 4 を介して演算制御装置 4 6 へ供給する。一方、ハイパスフィルタ 4 2 に供給された第 1 圧力信号 SP1 は、たとえば 0.8Hz 以上の周波数成分のみが通過させられて図示しない増幅器を介してローパスフィルタ 4 8 に供給される。ローパスフィルタ 4 8 は、たとえば 10.8Hz 以下の周波数成分のみを通過させる。ローパスフィルタ 4 8 を通過させられた信号は、圧力信号 SP1 の振動成分であるカフ脈波信号 SW を表し、このカフ脈波信号 SW は A/D 変換器 5 0 を介して演算制御装置 4 6 へ供給される。

【 0 0 2 4 】

小カフ 2 0 には、圧力センサ 5 2、調圧弁 5 4、および空気ポンプ 5 6 が配管 2 4 を介してそれぞれ接続されている。圧力センサ 5 2 は小カフ 2 0 内の圧力 PK2 を表す第 2 圧力信号 SP2 を A/D 変換器 5 8 を介して演算制御装置 4 6 へ供給する。調圧弁 5 4 は、空気ポンプ 5 6 からの圧力空気を演算制御装置 4 6 からの信号に従って調圧して小カフ 2 0 へ供給する。

【 0 0 2 5 】

マルチプレクサ 6 0 は、演算制御装置 4 6 からの切替信号 SC に従って、4 つの圧脈波センサ 2 8 にそれぞれ 15 個ずつ合計 6 0 個備えられた半導体感圧素子 3 2 から出力される圧脈波信号 SM を、所定の時間ずつ順次、増幅器 6 2 へ出力する

。EPROM(erasable programmable ROM) 6 4 には、上記 6 0 個の半導体感圧素子 3 2 の相互のセンサ感度差をなくすための補正信号が半導体感圧素子 3 2 毎に記憶されており、上記切替信号 SC に従うことによってマルチプレクサ 6 0 に同期させられて、マルチプレクサ 6 0 によって読み込まれた圧脈波信号 SM を出力している半導体感圧素子 3 2 に対応する上記補正信号を D/A 変換器 6 8 に出力する。

【 0 0 2 6 】

前記増幅器 6 2 によって増幅された圧脈波信号 SM とともに上記 D/A 変換器 6 8 によってアナログ信号に変換された補正信号が増幅器 7 0 に供給されることによって、圧脈波信号 SM は一定のセンサ感度によって検出されたものに補正される。そして、その補正された圧脈波信号 SM は A/D 変換器 7 2 を介して演算制御装置 4 6 の図示しない I/O ポートに供給される。

【 0 0 2 7 】

心音マイク 7 4 は、生体の胸部表皮上の所定部位に装着されて、生体の心音を検出し、その心音を表す心音信号 SH を A/D 変換器 7 6 を介して演算制御装置 4 6 へ供給する。記憶装置 7 8 は、RAM、磁気ディスク装置 (HDD)、リムーバブルメディア (MO, DVD など) 等であり、後述する心音周波数帯域 RF や基準波形等の心音特徴情報が記憶される。

【 0 0 2 8 】

演算制御装置 4 6 は、CPU 8 0、ROM 8 2、RAM 8 4 等を備えた所謂マイクロコンピュータであり、CPU 8 0 は ROM 8 2 に記憶されたプログラムに従いつつ RAM 8 4 の記憶機能を利用して信号処理を実行することにより、血圧測定のための排気制御弁 3 6 および空気ポンプ 3 8 の制御、圧脈波測定のための調圧弁 5 4 および空気ポンプ 5 6 の制御、血圧値 BP の決定、心音の抽出、脈波伝播時間 PWV の算出などを行い、その決定した血圧値 BP や脈波伝播速度 PWV などを表示器 8 6 に表示する。

【 0 0 2 9 】

図 4 は、脈波伝播速度測定装置 1 0 における演算制御装置 4 6 の制御機能のうち、心音を検出しその心音に基づいて脈波伝播速度を算出する機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【 0 0 3 0 】

心音特徴情報決定手段 9 0 は、時間周波数解析手段 9 2 と心音周波数帯域決定手段 9 4 と基準波形決定手段 9 6 とからなる。時間周波数解析手段 9 2 は、心音マイク 7 4 から供給された心音信号 SH を時間および周波数について解析する（すなわち時間周波数解析する）。この時間周波数解析とは、信号を時間と周波数の両面から同時に解析して周波数解析値の時間変化を示すものであり、たとえば、ウェーブレット変換や、所定の時間区分毎の高速フーリエ変換 (FFT) 等の手法が用いられる。

【 0 0 3 1 】

上記ウェーブレット変換とは、図 5 にその一例が示されるウェーブレット関数 $\psi(t)$ を、時間軸方向に平行移動させる移動変数 b と、ウェーブレット関数 $\psi(t)$ が表す波形の時間軸方向の大きさを伸縮させる伸縮変数 a との関数として、そのウェーブレット関数 $\psi((t-b)/a)$ と心音信号 SH を表す関数 $f(t)$ との積を時間 t について積分して得られる上記 a および b の関数として定義される。すなわち、下記式 1 のように定義される。なお、上記ウェーブレット関数 $\psi((t-b)/a)$ において、伸縮変数 a に対応して $\psi(t)$ の幅が a 倍になることから、 $1/a$ が周波数に対応し、移動変数 b に対応して $\psi(t)$ が時間軸方向に平行移動することから、 b は時間に対応する。

【 0 0 3 2 】

【数 1】

式 1

$$W(b, 1/a) = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{\sqrt{|a|}} \overline{\psi\left(\frac{t-b}{a}\right)} f(t) dt$$

【 0 0 3 3 】

図 6、図 7 は、上記式 1 のウェーブレット変換式の意味を説明するための図であり、図 6 (A) は、パラメータ a, b を適当に選ぶことにより、ウェーブレット関数 $\psi((t-b)/a)$ がある関数 $g(t)$ の一部分に略一致している状態を示し、図 7 (A) は、ウェーブレット関数 $\psi((t-b)/a)$ がある関数 $h(t)$ の一部分を近似していない状態を示している。そして、図 6 (B) および図 7 (B) は、図 6 (A) および図 7 (A) の場合におけるウェーブレット関数 $\psi((t-b)/a)$ と関数 $g(t)$ または $h(t)$ との積をそれぞれ示す図である。図 6 (B) に示されるように、ウェーブレット関数 $\psi((t-b)/a)$ が関数 $g(t)$ の一部分に略一致している場合は、 $\psi((t-b)/a)$ と $g(t)$ との積は符号の変化がないので、積分値は大きくなる。しかし、図 7 (B) に示されるように、ウェーブレット関数 $\psi((t-b)/a)$ が関数 $h(t)$ の一部分を近似していない場合は、 $\psi((t-b)/a)$ と $h(t)$ との積は t の変化とともに激しく符号が変化するので、積分値は小さくなる。従って、上記式 1 は、パラメータ a, b を変更することにより、ウェーブレット関数 $\psi((t-b)/a)$ が、心音信号 SH を表す関数 $f(t)$ の一部分に似ている場合に大きい値を示し、心音信号 SH を表す関数 $f(t)$ の一部分に似ていない場合は小さい値を示す。

【 0 0 3 4 】

上記式 1 において、周波数に対応する伸縮変数 a および時間に対応する移動変数 b を逐次変化させていき、その都度、ウェーブレット変換を行なうと、時間、周波数、および信号強度の三次元の時間周波数解析波形が得られる。図 8 (a) は、心音マイク 7 4 から供給された心音信号 SH の一例を示し、図 8 (b) は、図 8 (a) の心音信号 SH をウェーブレット変換して得た時間周波数解析波形を、等高線図（等強度線図）として表した図である。

【 0 0 3 5 】

また、高速フーリエ変換は、所定の時間区分内に得られた信号（この信号は、時間と信号強度の二次元の信号である）を周波数および信号強度の二次元の信号に変換するものであるので、上記時間区分を移動させ、その都度、高速フーリエ変換を行なうと、前述のウェーブレット変換と同様に、時間、周波数、および信号強度の三次元の時間周波数解析波形が得られる。

【 0 0 3 6 】

心音周波数帯域決定手段 9 4 は、上記時間周波数解析手段 9 2 により得られた時間周波数解析波形に基づいて、心音マイク 7 4 から供給された心音信号 SH が有する心音周波数帯域 RF を決定し、その決定した心音周波数帯域 RF を記憶装置 7 8 に記憶する。この心音周波数帯域 RF は、心音の I 音および II 音など心音のすべての信号が有する周波数帯域であってもよいが、ここでは、心音の一部の信号として心音の II 音が有する周波数帯域を決定する。たとえば、図 8 (b) に示す時間周波数解析波形が得られた場合、その時間周波数解析波形の II 音が発生している区間において、信号強度が予め設定された基準強度以上である周波数帯域を心音周波数帯域 RF に決定する。図 8 (b) には、この心音周波数帯域決定手段 9 4 により決定される心音周波数帯域 RF の一例を示している。なお、この心音周波数帯域 RF は被測定者に固有の心音特徴情報である。

【 0 0 3 7 】

基準波形決定手段 9 6 は、心音マイク 7 4 から供給された心音信号 SH の所定区間の信号から、心音周波数帯域決定手段 9 4 により決定された心音周波数帯域 RF の成分を抽出し、その抽出した信号を基準波形に決定するとともに、その基準波形における所定の基準点の位置を決定する。そして、その決定した基準波形および基準点を記憶装置 7 8 に記憶する。なお、上記基準波形も被測定者に固有の心音特徴情報である。ここで、上記所定区間とは、診断に必要な点或いは区間を含む区間であり、この脈波伝播速度測定装置 1 0 では後述する脈波伝播速度算出手段 1 1 0 において心音の II 音の開始点を必要とするので、上記所定区間とは、II 音の開始点を含む区間であり、上記基準点とは II 音の開始点である。

【 0 0 3 8 】

小カフ圧制御手段 9 8 は、圧力センサ 5 2 からの第 2 圧力信号 SP2 に従って調圧弁 5 4 および空気ポンプ 5 6 を制御して、小カフ 2 0 内の圧力 PK2 を予め設定された所定の目標圧力 PM2 にまで昇圧し、その圧力を維持する。上記目標圧力 PM2 は、カフ 1 2 の内周面に固設された圧脈波センサ 2 8 の押圧面 3 0 が、上腕部 1 4 に密着するが上腕部 1 4 内の上腕動脈 1 0 0 の血流を阻害しない程度の圧力に設定されている。

【 0 0 3 9 】

最適素子決定手段 1 0 2 は、4 つの圧脈波センサ 2 8 に備えられた 6 0 個の半導体感圧素子 3 2 から、心音を抽出するのに最も適した半導体感圧素子 3 2 (以下、これを最適検出素子 A という) を一つ決定する。図 9 は、カフ 1 2 が上腕部 1 4 に巻回された状態を示す断面図であり、図 9 に示すように、各圧脈波センサ 2 8 の押圧面 3 0 に備えられている半導体感圧素子 3 2 と上腕部 1 4 内の上腕動脈 1 0 0 との距離は半導体感圧素子 3 2 毎に異なるので、上腕動脈 1 0 0 に近い半導体感圧素子 3 2 すなわち上腕動脈 1 0 0 の真上あるいはその付近に位置する半導体感圧素子 3 2 を、最も感度良く圧脈波を検出できる最適検出素子 A に決定することが好ましい。図 1 0 は、各半導体感圧素子 3 2 と、その半導体感圧素子 3 2 によって検出された圧脈波信号 SM の振幅の大きさとの関係を例示する図である。なお、図 1 0 において横軸の半導体感圧素子番号とは、一直線上に配列された半導体感圧素子 3 2 の一方の端からの順番である。相対的に上腕動脈 1 0 0 に近い半導体感圧素子 3 2 によって検出される圧脈波信号 SM の振幅は、相対的に上腕動脈 1 0 0 から遠い半導体感圧素子 3 2 によって検出される圧脈波信号 SM に比較して大きくなるので、最適素子決定手段 1 0 2 は、たとえば、図 1 0 に示す関係において相対的に振幅の大きい圧脈波信号 SM を検出した半導体感圧素子 3 2、特に好ましくは最大振幅を検出した半導体感圧素子 3 2 を最適検出素子 A に決定する。

【 0 0 4 0 】

第 1 心音決定手段として機能するフィルタ処理手段 1 0 4 は、記憶装置 7 8 に記憶された心音周波数帯域 RF に基づいて、上記最適検出素子 A から出力される圧脈波信号 SM をデジタルフィルタ処理することにより、その圧脈波信号 SM から上記心音周波数帯域 RF の成分の信号を通過させる。これにより、圧脈波信号 SM から、その圧脈波信号 SM にごく弱く含まれる心音の II 音成分の周波数帯域の信号が抽出される。

【 0 0 4 1 】

第 2 心音決定手段 1 0 6 は、上記フィルタ処理手段 1 0 4 によって抽出された信号のうち、記憶装置 7 8 に記憶されている基準波形と最も形状が一致する区間を決定する。このようにして決定された区間の信号は、圧脈波信号 SM に含まれる

基準波形成分に相当するので、基準波形が心音のII音に決定されている場合には、第2心音決定手段106により決定された区間の信号は圧脈波信号SMに含まれている心音のII音成分に相当する。また、第2心音決定手段106は、上記区間の決定とともに、基準波形とフィルタ処理手段104によって抽出された信号とが最も一致する状態で、基準波形のII音の開始点の位置する時間を決定する。この時間は、圧脈波信号SMにおいてII音の開始点が検出された時間に相当する。ここで、フィルタ処理手段104によって抽出された信号から基準波形と最も一致する区間を決定するには、たとえば以下のようにする。すなわち、フィルタ処理手段104によって抽出された信号と基準波形との相互相関関数を求め、その相互相関関数が最大となるときに基準波形と重なる区間を上記区間に決定する。

【0042】

ノイズ除去手段108は、上記最適検出素子Aから出力される圧脈波信号SMから上腕動脈102の脈動によって発生する圧脈波BAPを抽出するために、その圧脈波信号SMから圧脈波BAPにとってはノイズとなる成分をデジタルフィルタ処理によって除去する。圧脈波BAPは脈拍周期の脈波であることから、たとえば、このノイズ除去手段102では、圧脈波信号SMから50Hz以上の周波数成分を除去する。図11に、ノイズ除去手段108によってノイズが除去された圧脈波BAPの一例を示す。

【0043】

脈波伝播速度算出手段110は、第2心音決定手段106によって決定されたII音の開始点の検出時間と、前記ノイズ除去手段108によってノイズが除去された圧脈波BAPにおいて心音のII音と対応する部位すなわちノッチが検出された時間との検出時間差を、大動脈弁から圧脈波センサ28が装着されている部位までを脈波が伝播する脈波伝播時間DT(sec)として算出し、さらに、その脈波伝播時間DTを、予め設定された式2に代入して脈波伝播速度PWV(m/sec)を算出し、その算出した脈波伝播速度PWVを表示器86に表示する。なお、式2においてLは大動脈起始部から最適検出素子Aが装着されている部位までの血管の長さ(m)であり、予め実験に基づいて決定されている。

$$(式2) \quad PWV = L / DT$$

【 0 0 4 4 】

図 1 2 および図 1 3 は、図 4 の機能ブロック線図に示した演算制御装置 4 6 の制御作動をさらに具体的に説明するためのフローチャートであって、図 1 2 は心音特徴情報決定ルーチンであり、図 1 3 は脈波伝播速度算出ルーチンである。

【 0 0 4 5 】

まず、図 1 2 の心音特徴情報決定ルーチンを説明する。この心音特徴情報決定ルーチンは、図 1 3 の脈波伝播速度算出ルーチンの実行に先立って予め実行される。また、心音特徴情報決定ルーチンの実行においては、心音マイク 7 4 が胸部に装着されていればよく、カフ 1 2 が上腕 1 4 に装着されていなる必要はない。

【 0 0 4 6 】

まず、ステップ S A 1 (以下、ステップを省略する。)では、タイマ t の内容に「0」が入力される。続く S A 2 では、心音マイク 7 4 から供給される心音信号 S H が読み込まれる。そして、続く S A 3 ではタイマ t に「1」が加算され、続く S A 4 では、タイマ t が一般的な脈拍周期の一拍分に相当する時間に予め設定された読み込み時間 T1 を超えたか否かが判断される。この判断が否定された場合には、前記 S A 2 以下が実行されて心音信号 S H の読み込みが継続される。ここで読み込まれる心音信号 S H は、胸部に装着された心音マイク 7 4 によって検出されるものであるので、上腕部 1 4 に装着された圧脈波センサ 2 8 によって検出される圧脈波信号 S M において心音成分を信号とし他の成分を雑音とした場合の信号雑音比より、信号雑音比の大きい信号である。

【 0 0 4 7 】

一方、上記 S A 4 の判断が肯定された場合には、続いて、心音特徴情報決定手段 9 0 に相当する S A 5 から S A 8 が実行される。まず、S A 5 では、前記 S A 2 および S A 4 の繰り返しにより読み込まれた心音信号 S H について、心音の特徴点の決定などに一般的に用いられるスムージングエナジーカーブの手法を用いて心音の II 音の開始点および終了点が決定され、その開始点および終了点の位置および検出時間が記憶装置 7 8 に記憶される。

【 0 0 4 8 】

続いて時間周波数解析手段 9 2 に相当する S A 6 が実行される。S A 6 では、

前記 S A 2 および S A 4 の繰り返しにより読み込まれた心音信号 SH がウェーブレット変換されて、図 8 (b) に示すような時間周波数解析波形が決定される。

【 0 0 4 9 】

続いて心音周波数帯域決定手段 9 4 に相当する S A 7 が実行される。S A 7 では、上記 S A 6 で得られた時間周波数解析波形のうち前記 S A 5 で決定された II 音の開始点から終了点までの波形の強度が予め設定された基準強度以上である周波数の範囲が、被測定者に固有の心音の II 音に関する心音周波数帯域 RF に決定され、且つ、その心音周波数帯域 RF が記憶装置 7 8 に記憶される。

【 0 0 5 0 】

続いて、基準波形決定手段 9 6 に相当する S A 8 が実行される。S A 8 では、前記 S A 2 乃至 S A 4 の繰り返しによって読み込まれた心音信号 SH のうち、前記 S A 5 で決定された II 音の開始点から終了点までの信号から、上記 S A 7 で決定された心音周波数帯域 RF の成分が抽出され、その抽出された波形が基準波形として記憶装置 7 8 に記憶される。S A 2 で読み込まれた心音信号 SH は S/N 比が比較的大きい信号であるが、この S A 8 で抽出された波形は、S A 2 で読み込まれた心音信号 SH の II 音の開始点から終了点までの波形から、さらにノイズが除去された波形である。

【 0 0 5 1 】

次に、図 1 3 に示す脈波伝播速度算出ルーチンを説明する。この脈波伝播速度算出ルーチンの実行においては、心音マイク 7 4 は装着されている必要はなく、カフ 1 2 が上腕 1 4 に装着されていればよい。なお、この脈波伝播速度算出ルーチンは、大カフ 1 8 によって上腕部 1 4 が圧迫されていない状態で実行される。

【 0 0 5 2 】

まず小カフ圧制御手段 9 8 に相当する S B 1 では、空気ポンプ 5 6 が起動させられ、且つ調圧弁 5 4 が制御されることによって、小カフ 2 0 の圧迫圧 PK2 が 4 0 mmHg 程度の比較的低い圧力に設定される。

【 0 0 5 3 】

続く S B 2 では、タイマ t の内容に「0」が代入されることによりタイマ t がクリアされる。続く S B 3 では、マルチプレクサ 6 0 および EPROM 6 4 を脈拍周期

よりも十分に短い周期で切り替えさせるための切替信号SCが出力され、続くSB 4では、マルチプレクサ60から供給される圧脈波信号SMが読み込まれる。

【0054】

続くSB 5ではタイマtに「1」が加算され、続くSB 6では、タイマtが圧脈波信号SMについて予め設定された読み込み時間T2以上となったか否かが判断される。この読み込み時間T2も、前記読み込み時間T1と同様に、たとえば一般的な脈拍周期の一拍分に設定される。前記SB 3においてEPROM 64に切替信号SCが出力されると、EPROM 64からは60個の半導体感圧素子32によって検出された圧脈波信号SMが順次出力されるので、SB 3～SB 6の繰り返しにおけるSB 4では、それら60個の半導体感圧素子32によって検出された圧脈波信号SMが順次読み込まれる。

【0055】

続いて最適素子決定手段102に相当するSB 7乃至SB 8が実行される。まず、SB 7では、前記SB 3～SB 6の繰り返しにおいて読み込まれた各圧脈波信号SMの振幅の大きさがそれぞれ決定され、続くSB 8では、上記SB 7で決定された振幅から最大振幅が決定され、その最大振幅を検出した半導体感圧素子32が最適検出素子Aに決定される。

【0056】

続いてフィルタ処理手段104に相当するSB 9が実行される。そのSB 9では、上記SB 7で決定された最適検出素子Aによって検出された圧脈波信号SMから、図12のSA 7で記憶された心音周波数帯域RFの成分が抽出される。これにより、圧脈波信号SMから被測定者の心音のII音が有する周波数帯域の信号が抽出される。

【0057】

続いて第2心音決定手段106に相当するSB 10～SB 11が実行される。まず、SB 10では、上記SB 9で抽出された信号と、図12のSA 8で記憶された基準波形との相互相関関数が決定される。そして、続くSB 11では、その相互相関関数が最大となるときの、SB 9で抽出された波形に対する基準波形の位置が決定され、且つ、その基準波形の位置において図12のSA 5で決定され

たII音の開始点の位置がII音の開始点の発生時間に決定される。

【 0 0 5 8 】

続いて、ノイズ除去手段 1 0 8 に相当する S B 1 2 において、前記最適検出素子Aによって検出された圧脈波信号SMから50Hz以上の周波数成分を除去するデジタルフィルタ処理が施される。これにより、圧脈波信号SMから圧脈波BAPが抽出される。続く S B 1 3 では、上記 S B 1 2 で抽出された圧脈波BAPに基づいて、心音のII音の開始点に対応する部位である圧脈波BAPのノッチの発生時点が決定される。

【 0 0 5 9 】

続いて、脈波伝播速度算出手段 1 1 0 に相当する S B 1 4 ~ S B 1 6 が実行される。まず S B 1 4 では、S B 1 1 で決定されたII音の開始点の発生時点と、S B 1 3 で決定された圧脈波BAPのノッチの発生時点との時間差DTが算出される。そして、続く S B 1 5 では、上記 S B 1 4 で算出された時間差DTが前記式 2 に代入されることによって、脈波伝播速度PWVが算出され、続く S B 1 6 では、その脈波伝播速度PWVが表示器 8 6 に表示される。

【 0 0 6 0 】

上述のフローチャートに基づく実施例によれば、記憶装置 7 8 には、被測定者の心音信号SHに固有の心音特徴情報すなわち心音周波数帯域RFおよび基準波形が記憶され、S B 1 0 乃至 S B 1 1 (第2心音決定手段 1 0 6) において、その被測定者固有の基準波形に基づいて、圧脈波センサ 2 8 によって検出された圧脈波信号SMから心音のII音の開始点が決定されるので、全体の信号強度に対して心音信号の強度が小さい場合であっても精度よく心音のII音の開始点が決定できる。

【 0 0 6 1 】

すなわち、上述のフローチャートに基づく実施例によれば、S A 7 において、記憶装置 7 8 に、予め被測定者の胸部で測定された心音信号SHに基づいて決定された被測定者に固有の心音周波数帯域RFが記憶され、S B 9 (フィルタ処理手段すなわち第1心音決定手段 1 0 4) において、圧脈波センサ 2 8 によって検出された圧脈波信号SMから上記心音周波数帯域RFの成分が抽出される。さらに、記憶装置 7 8 に基準波形として記憶されているII音の開始点から終了点までの心音成

分は、予め被測定者の胸部で測定されているので、S/N比が大きく且つ被測定者に固有の信号である。そして、SB10乃至SB11（第2心音決定手段106）において、上記SB9で抽出された信号のうちその基準波形と最も形状が一致する区間が心音のII音に決定されることから、圧脈波信号SMから精度のよい心音信号を決定することができる。

【0062】

以上、本発明の実施形態を図面に基づいて詳細に説明したが、本発明はその他の態様においても適用される。

【0063】

たとえば、前述の装置10では、記憶装置78に記憶される心音特徴情報は、心音マイク74によって検出された心音信号SHに基づいて決定されていたが、記憶装置78が外部から情報を書き換えることが可能に構成されている場合には、別の装置において被測定者の心音が測定されてその心音に基づいて決定された心音特徴情報が記憶装置78に書き込まれてもよい。そのように記憶装置78に記憶される心音特徴情報が別の装置で決定される場合には、心音マイク74は設けられていなくてもよい。

【0064】

また、前述の装置10では、心音信号SHを時間周波数解析することによって得た時間周波数解析波形に基づいて心音周波数帯域RFおよび基準波形を決定し、フィルタ処理手段（第1心音決定手段）104により、圧脈波信号SMから心音周波数帯域RFの信号を抽出するとともに、第2心音決定手段106により、その抽出した信号のうち基準波形と最も一致する区間を心音のII音に決定していたが、フィルタ処理手段104および第2心音決定手段106のいずれか一方が設けられていなくてもよい。すなわち、圧脈波信号SMから抽出した心音周波数帯域RFの信号は、それ自体が、生体信号から抽出した心音信号であるので、第2心音決定手段106が設けられなくてもよい。また、フィルタ処理手段104により圧脈波信号SMから心音周波数帯域RFの信号を抽出せず、第2心音決定手段106により、圧脈波信号SMと基準波形とを直接比較して基準波形と最も一致する圧脈波信号SMの区間を心音のII音に決定してもよい。

【 0 0 6 5 】

なお、本発明はその主旨を逸脱しない範囲においてその他種々の変更が加えられ得るものである。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

心音検出装置の機能を備えた脈波伝播速度測定装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】

図 1 のカフの展開図である。

【図 3】

圧脈波センサの平面図である。

【図 4】

図 1 の演算制御装置の制御機能のうち、心音を検出しその心音に基づいて脈波伝播速度を算出する機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【図 5】

ウェーブレット関数の一例を示す図である。

【図 6】

ウェーブレット関数 $\psi((t-b)/a)$ がある関数 $g(t)$ の一部分に略一致している状態、およびそのときの 2 つの関数の積を示す図である。

【図 7】

ウェーブレット関数 $\psi((t-b)/a)$ がある関数 $h(t)$ の一部分を近似していない状態、およびそのときの 2 つの関数の積を示す図である。

【図 8】

(a) は心音マイク 7 4 から供給された心音信号 SH の一例を示し、(b) は (a) の心音信号 SH をウェーブレット変換して得た時間周波数解析波形を、等高線図として表した図である。

【図 9】

カフが上腕部に巻回された状態を示す断面図である。

【図 1 0】

各半導体感圧素子と、その半導体感圧素子によって検出された圧脈波信号SMの振幅の大きさとの関係为例示する図である。

【図 1 1】

ノイズ除去手段によってノイズが除去された圧脈波BAPの一例を示す図である。

【図 1 2】

図 4 の機能ブロック線図に示した演算制御装置の制御作動をさらに具体的に説明するためのフローチャートであって、心音特徴情報決定ルーチンを示す図である。

【図 1 3】

図 4 の機能ブロック線図に示した演算制御装置の制御作動をさらに具体的に説明するためのフローチャートであって、脈波伝播速度算出ルーチンを示す図である。

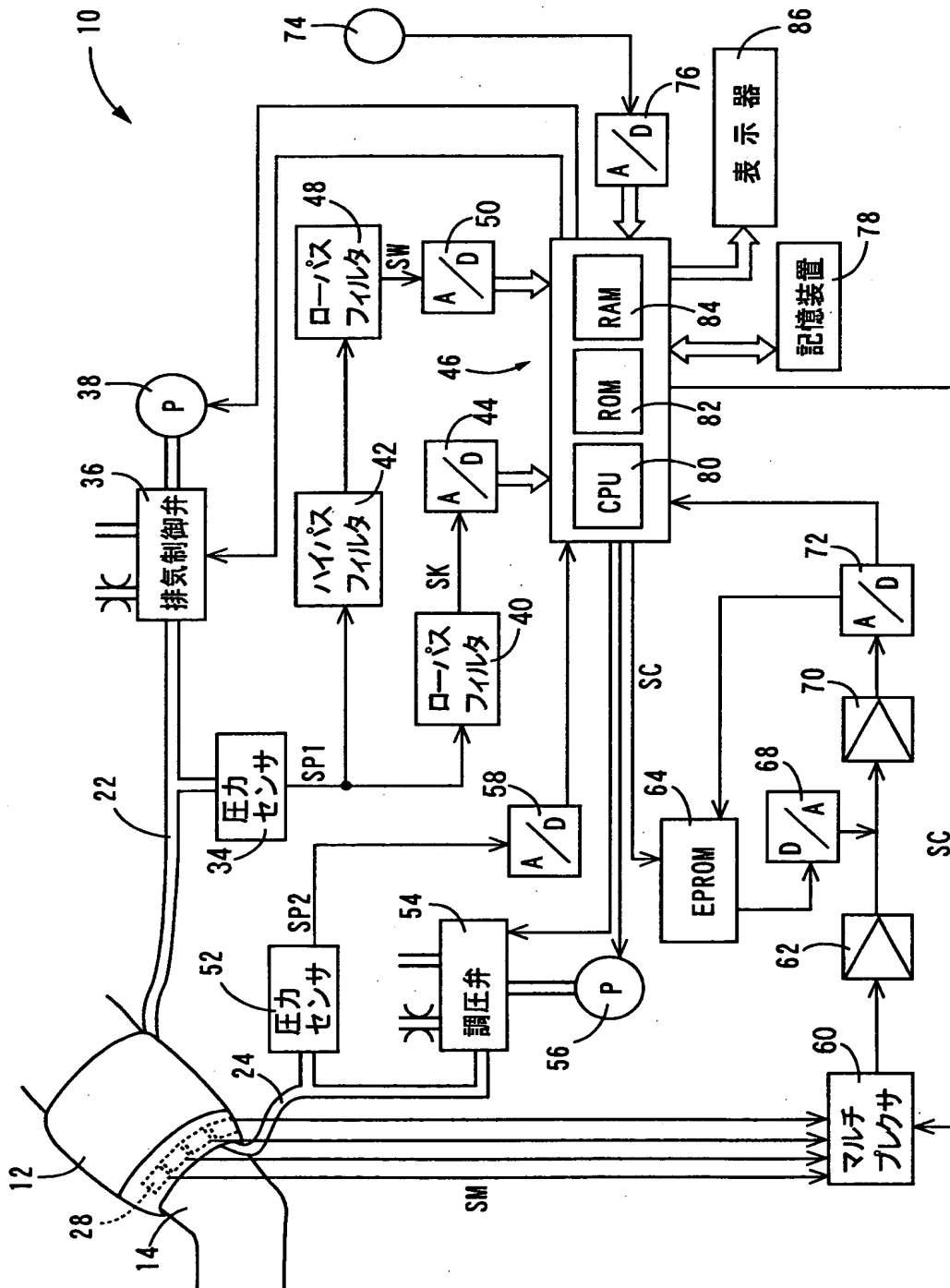
【符号の説明】

- 1 0 : 脈波伝播速度測定装置 (心音検出装置)
- 2 8 : 圧脈波センサ (心音センサ)
- 7 8 : 記憶装置
- 1 0 4 : フィルタ処理手段 (第 1 心音決定手段)
- 1 0 6 : 第 2 心音決定手段

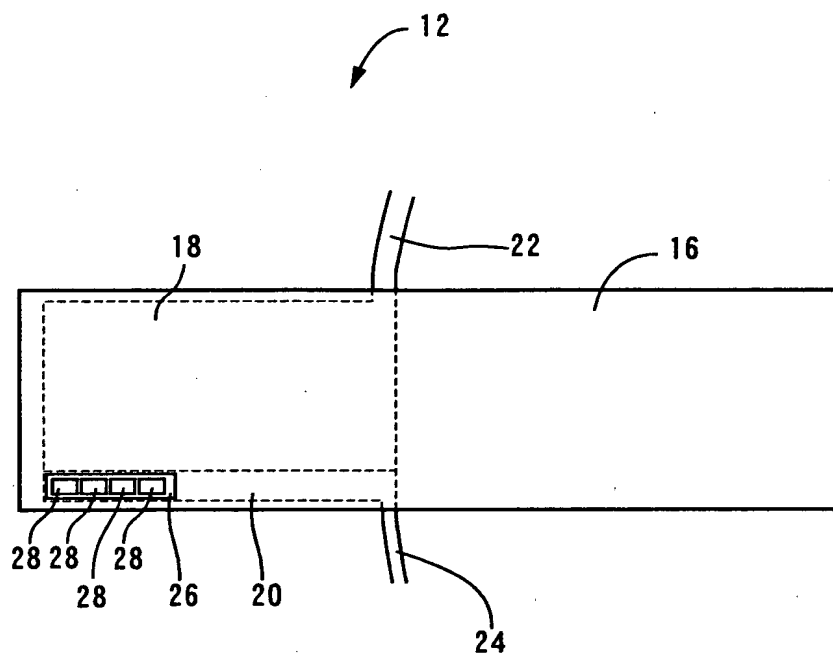
【書類名】

図面

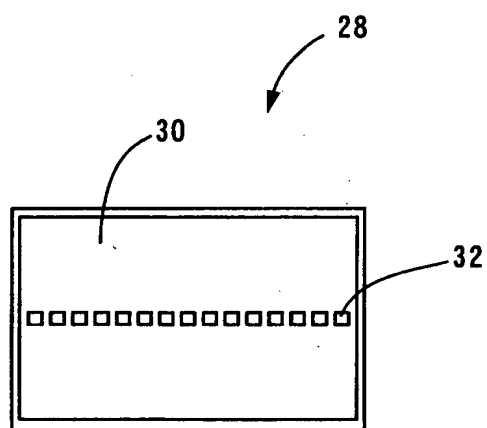
【図 1】



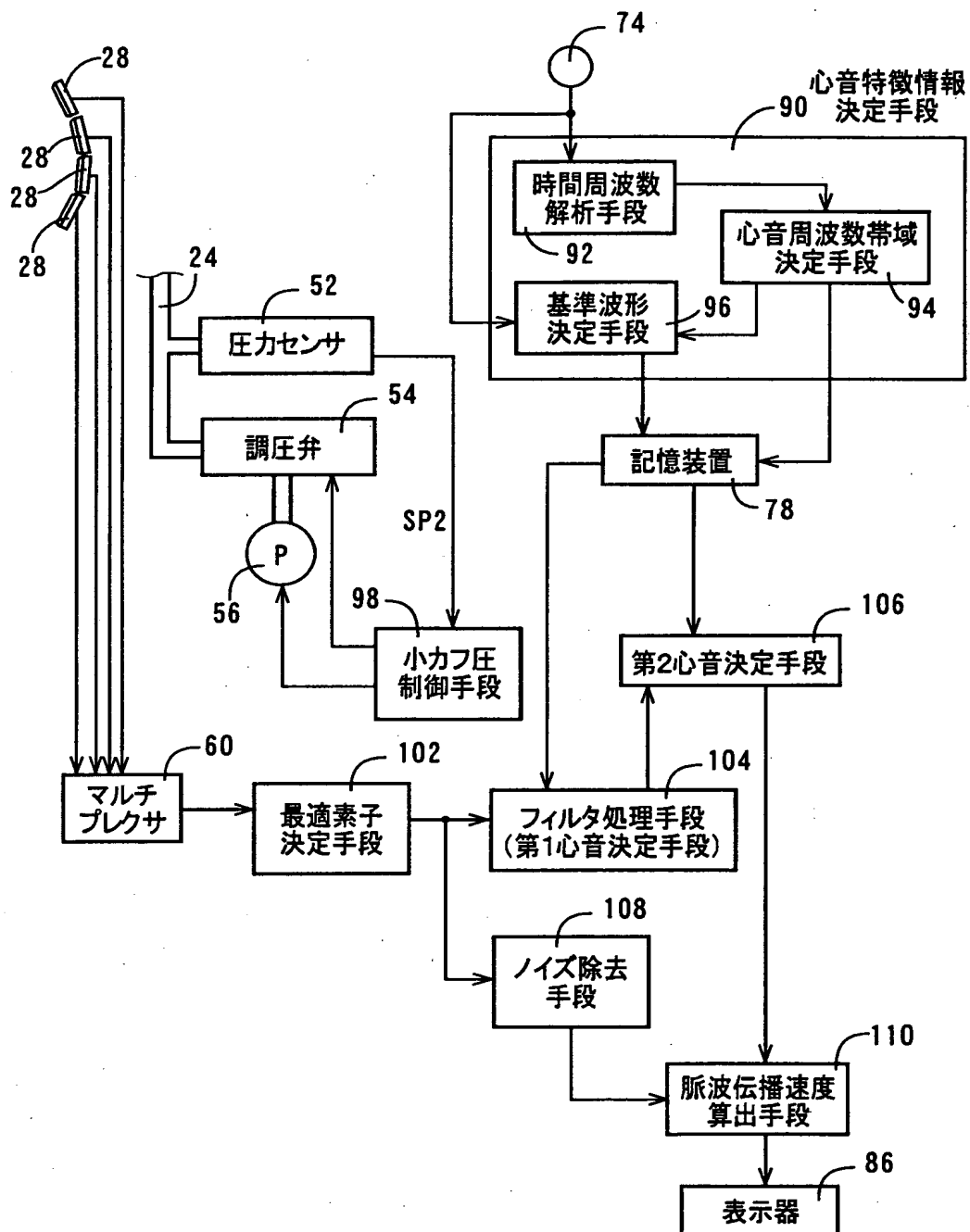
【図 2】



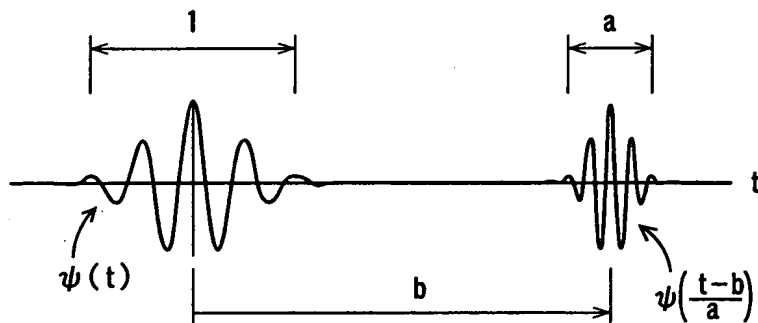
【図 3】



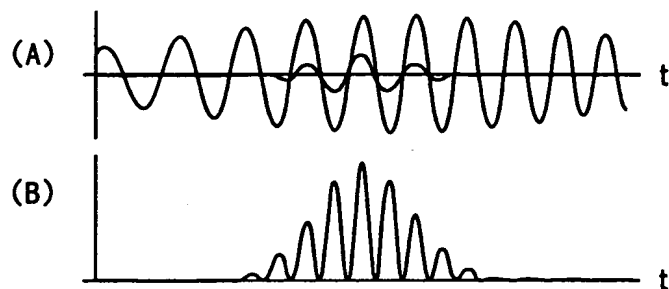
【図 4】



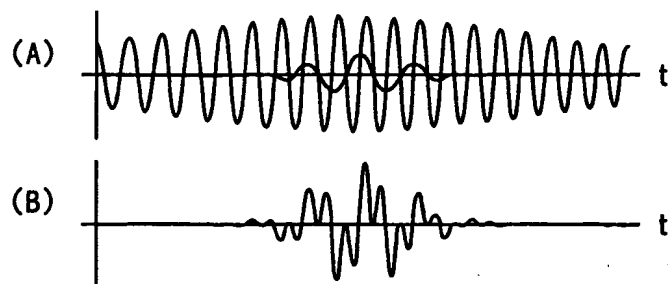
【図 5】



【図 6】

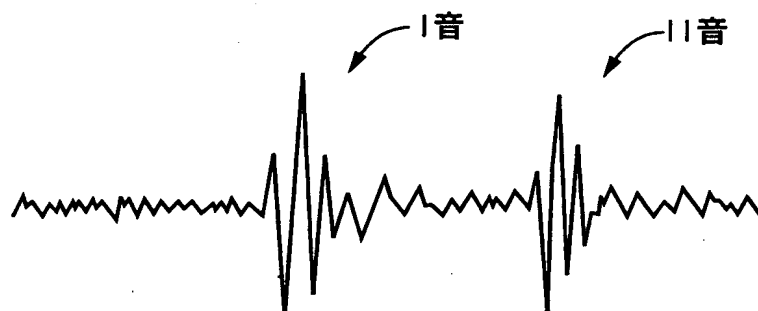


【図 7】

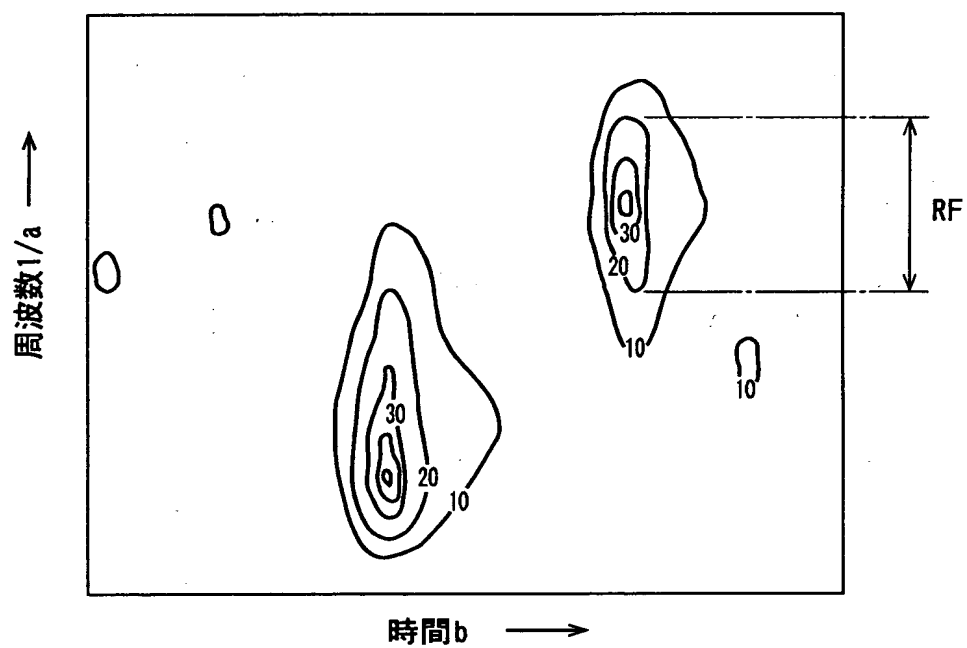


【図 8】

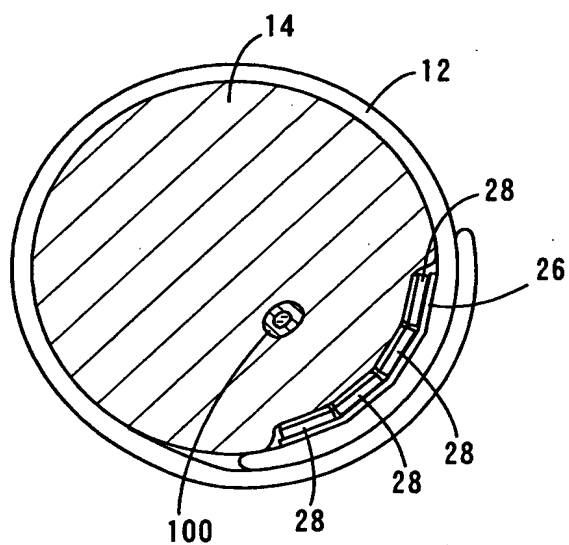
(a)



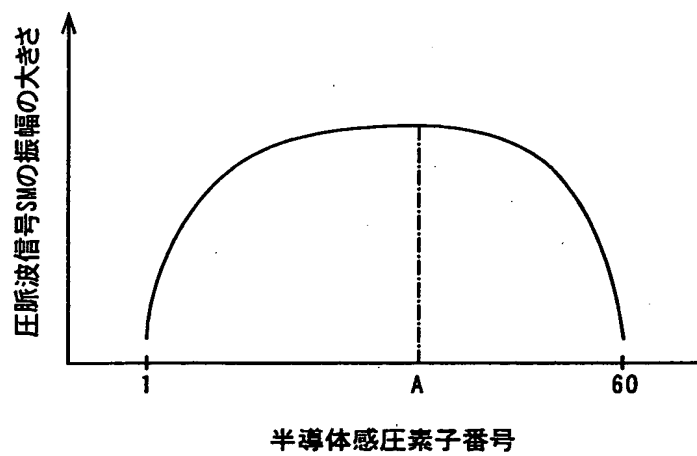
(b)



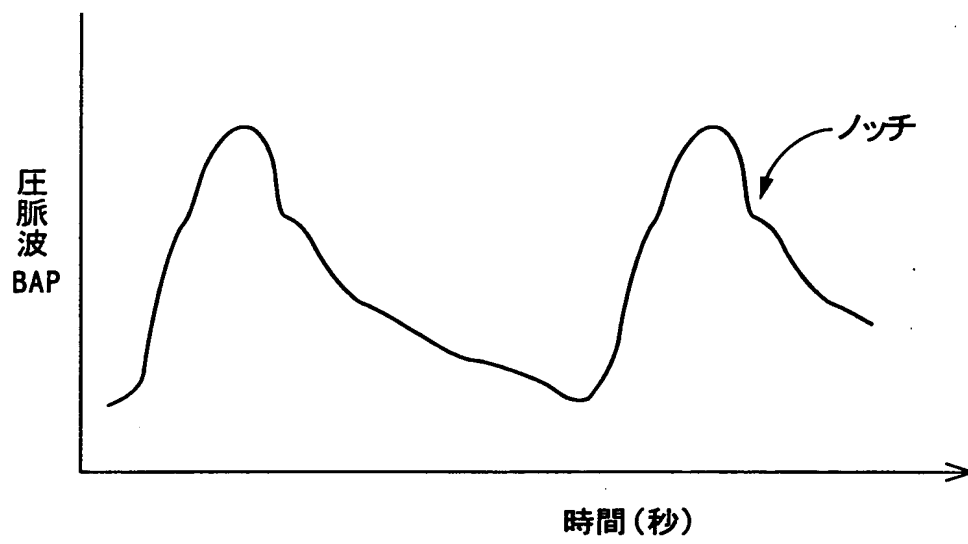
【図 9】



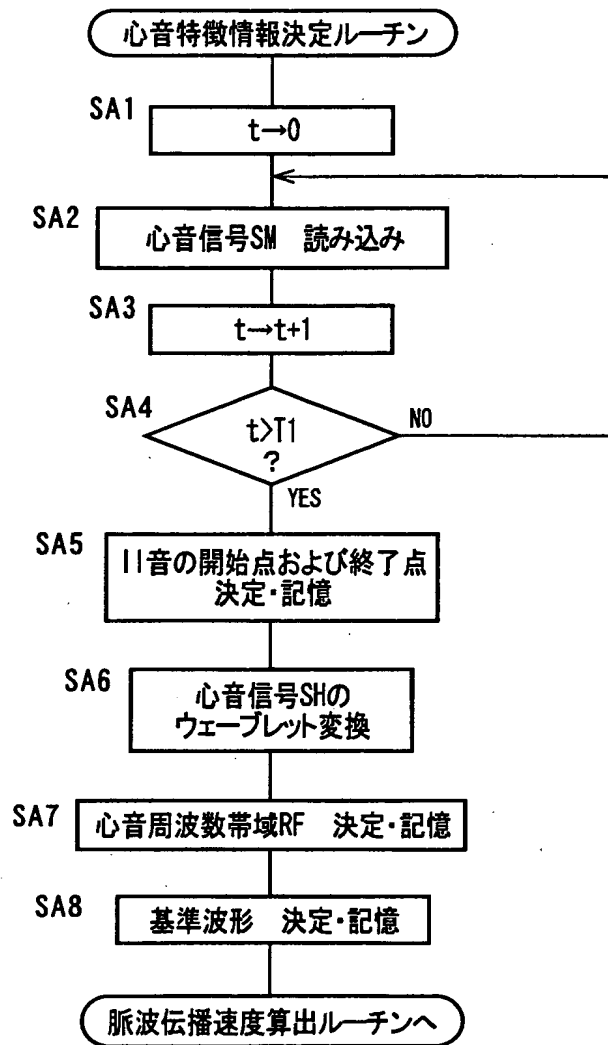
【図 1 0】



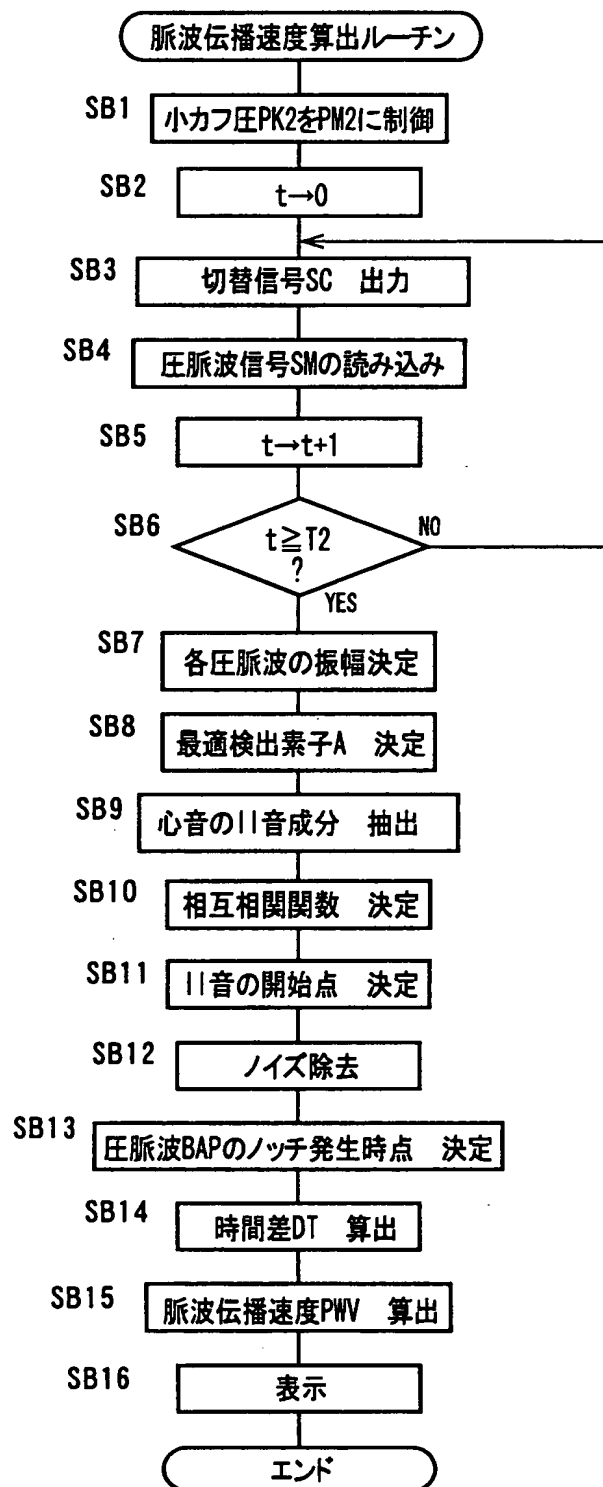
【図 11】



【図 1 2】



【図 1 3】



【書類名】

要約書

【要約】

【目的】 全体の信号強度に対して心音信号の強度が小さい場合であっても、精度のよい心音信号を決定することができる心音検出装置を提供する。

【解決手段】

胸部で心音信号SHを測定し、心音特徴情報決定手段90により、その胸部で測定した心音信号SHから被測定者の心音信号SHに固有の心音周波数帯域RFおよび基準波形を心音特徴情報に決定し、予めその心音特徴情報を記憶装置78に記憶しておく。そして、フィルタ処理手段104により、圧脈波センサ28によって検出された圧脈波信号SMから上記心音周波数帯域RFの成分を抽出し、さらに、第2心音決定手段106により、その抽出した信号のうち、基準波形ともっとも一致する区間を心音のII音に決定する。

【選択図】

図4

認定・付加情報

特許出願の番号	特願2001-186222
受付番号	50100891607
書類名	特許願
担当官	第四担当上席 0093
作成日	平成13年 6月21日

<認定情報・付加情報>

【提出日】	平成13年 6月20日
-------	-------------

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [390014362]

1. 変更年月日	1993年 1月22日
[変更理由]	名称変更
住 所	愛知県小牧市林2007番1
氏 名	日本コーリン株式会社